



⑮ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenl gungsschrift**
⑩ **DE 100 31 818 A 1**

⑤① Int. Cl. 7:
A 61 B 1/07
A 61 B 6/00
G 01 B 9/02
G 01 N 21/45

⑲ Aktenzeichen: 100 31 818.5
⑳ Anmeldetag: 30. 6. 2000
㉑ Offenlegungstag: 11. 1. 2001

DE 100 31 818 A 1

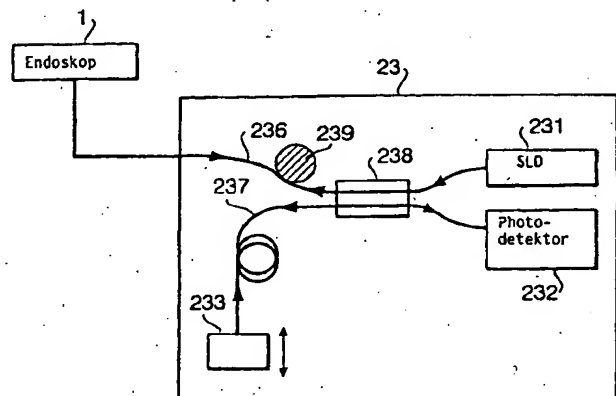
③① Unionspriorität:
11-189110 02. 07. 1999 JP
11-189111 02. 07. 1999 JP
⑦① Anmelder:
Asahi Kogaku Kogyo K.K., Tokio/Tokyo, JP
⑦④ Vertreter:
Schaumburg und Kollegen, 81679 München

⑦② Erfinder:
Nakamura, Tetsuya, Tokio/Tokyo, JP; Utsui,
Tetsuya, Tokio/Tokyo, JP; Ozawa, Ryo, Tokio/Tokyo,
JP; Okada, Shinsuke, Tokio/Tokyo, JP; Eguchi,
Masaru, Tokio/Tokyo, JP; Furusawa, Koichi,
Tokio/Tokyo, JP

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ Endoskopsystem

⑤⑦ Ein Endoskopsystem (1000) hat einen ersten und einen zweiten Lichtleiter (236, 237) sowie eine Niederkohärenz-Lichtquelle (231), die an dem proximalen Ende einer der beiden Lichtleiter angeordnet ist. Eine Abtasteinheit (15) sorgt dafür, daß der Lichtstrahl geringer Kohärenz aus der Spitze des ersten Lichtleiters (236) austritt und das Objekt abtastet. Die Abtasteinheit richtet den von dem Objekt reflektierten Lichtstrahl als Abtastlicht auf den ersten Lichtleiter (236). Ein Spiegel (213) reflektiert den aus der Spitze des zweiten Lichtleiters (237) austretenden Lichtstrahl. An dem proximalen Ende des anderen Lichtleiters ist ein Detektor (232) angeordnet, der eine Interferenzerscheinung erfaßt, die durch die Interferenz des Erfassungslichtes mit einem Referenzlicht verursacht wird. Indem die Länge eines von einem Lichtkoppler (238) über den ersten Lichtleiter (236) zu dem Objekt führenden Lichtweges gegenüber der Länge eines von dem Lichtkoppler (238) über den zweiten Lichtleiter (236) zu dem Spiegel (213) führenden Lichtweges verändert wird, kann ein Tomogramm des Objektes eingefangen werden.



DE 100 31 818 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Endoskopsystem, mit dem in vivo, d. h. am lebenden Organismus, Normallichtbilder und Fluoreszenzlichtbilder einer Oberfläche eines Objektes sowie Objektbilder nach dem Prinzip der optischen Kohärenztomografie aufgenommen werden können.

Es sind Endoskopsysteme bekannt, mit denen das Innere einer Körperhöhle eines Patienten betrachtet werden kann. Ein Beispiel eines solchen herkömmlichen Endoskopsystems enthält ein in die Körperhöhle des Patienten einfühbares Endoskop und ein externes Gerät, das an das Endoskop angeschlossen ist. Das externe Gerät enthält eine Lichtquelle und einen Bildprozessor.

Das Endoskop enthält ein optisches Beleuchtungssystem, das verbunden ist mit der Lichtquelle des externen Gerätes, wobei das Beleuchtungssystem zum Zwecke der Objektbeleuchtung Licht auf das zu beobachtende Objekt strahlt, einem Objektivsystem zum Erzeugen eines Objektbildes und einem ladungsgekoppelten Element, kurz CCD, das in einer Bildebene des Objektivsystems angeordnet und an den Bildprozessor des externen Gerätes angeschlossen ist.

Am distalen Ende des Endoskops befindet sich ein Instrumentenausgang, aus dem verschiedene Behandlungsinstrumente, z. B. eine Zange, ausgefahren werden können.

Der Benutzer des Endoskopsystems führt das Endoskop in das Innere der Körperhöhle ein und beleuchtet mit dem von dem Beleuchtungssystem ausgesendeten Licht die Wand der Körperhöhle. Das Objektivsystem erzeugt dann ein Bild der Körperhöhlenwand. Die CCD wandelt das so erhaltene Bild in ein elektrisches Signal um und überträgt dieses an den Bildprozessor, der in dem externen Gerät enthalten ist.

Das externe Gerät verarbeitet das empfangene, das Bild der Körperhöhlenwand darstellende Bild und zeigt dieses auf einem Monitor an. Der Benutzer kann so das auf dem Monitor dargestellte Bild der Körperhöhlenwand betrachten.

Stellt der Benutzer fest, daß es einen Teil im Körper gibt, der von Krebs befallen oder tumorös ist, so entnimmt der Benutzer diesem Teil Gewebe, indem er eine aus dem Instrumentenausgang herausstehende Zange oder Biopsienadel verwendet. Das so entnommene Gewebe wird einer pathologischen Überprüfung unterzogen, deren Ergebnis die Grundlage für die nachfolgende Diagnose bildet.

Bei dem vorstehend erläuterten herkömmlichen Endoskop zeigt das dargestellte Bild lediglich die Oberfläche der Körperhöhlenwand. Um den Zustand des Gewebes unterhalb der Wandoberfläche in Erfahrung zu bringen, ist eine Biopsie erforderlich. Insbesondere ist die Biopsie dann unumgänglich, wenn Krebs im frühestmöglichen Stadium oder vergleichsweise kleine Tumore diagnostiziert werden sollen. Die pathologische Untersuchung des im Rahmen der Biopsie entnommenen Gewebes nimmt jedoch üblicherweise Zeit in Anspruch, wodurch auch die Diagnosezeit aufwendiger wird. Um den Patienten nicht zu stark zu belasten, soll die Biopsie nur an einem begrenzten Teil der Wand und nur für eine bestimmte Zeit durchgeführt werden. Es besteht jedoch die Möglichkeit, daß auch andere Teile als die von dem Benutzer identifizierten erkrankt sind. Eine genaue Diagnose ist deshalb nur dann zu erwarten, wenn sich die Biopsie tatsächlich auf den erkrankten Bereich erstreckt.

Es wurde ein Verfahren entwickelt, mit dem man unter Verwendung einer Kombination einer schwach kohärenten Lichtquelle, wie sie z. B. eine Superlumineszenz-Diode, kurz SLD, darstellt, und einem Michelson-Interferometer ein Gewebetomogramm erhält. Diese Entwicklung ist auch als OCT-System bekannt, das an einem Beispiel in dem US-

Patent 5,321,501 beschrieben ist, dessen Offenbarung durch Bezugnahme Teil der vorliegenden Beschreibung ist. OCT steht hierbei für optical coherence tomography.

Als eine mögliche Lösung des vorstehend erläuterten Problems ist ein Bilderzeugungssystem bekannt, das eine OCT-Sonde enthält. Ein solches System ist beschrieben in "In vivo endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa", A. M. Sergeev et al., Dec. 22, 1997, vol. 1, No. 13 in OPTICS EXPRESS Seiten 432 bis 440. Die an der genannten Stelle offenbarte technische Lehre ist durch Bezugnahme Teil dieser Beschreibung.

In obigem OCT-System ist es jedoch nicht möglich, auf einmal ein Tomogramm für einen vergleichsweise weiten Bereich zu erhalten. Der Benutzer dieses Systems arbeitet deshalb so, daß er einen Teil als möglicherweise erkrankt einstuft und die OCT-Bilderzeugung dann an diesem Teil durchführt. Ist das OCT-System in einem Endoskopsystem enthalten, so führt der Benutzer das Endoskop zum Zwecke einer normalen Beobachtung in die Körperhöhle ein, identifiziert einen entsprechenden Teil als möglicherweise erkrankt und führt dann bezüglich dieses Teils die OCT-Bilderzeugung durch.

Fig. 6 zeigt ein Beispiel für ein herkömmliches OCT-Bilderzeugungssystem, das für ein Endoskop bestimmt ist. In Fig. 6 ist ein distaler Endabschnitt 7 des Endoskops dargestellt. Der distale Endabschnitt 7 ist im wesentlichen zylindrisch geformt und hat an seiner Endfläche ein Beleuchtungsfenster 71, ein Beobachtungsfenster 72 und eine Instrumentenausgangsöffnung 73. In dem Endoskop befindet sich ein nicht dargestelltes Beleuchtungssystem, das einen gerichteten Strahl sichtbaren Lichtes aussendet.

Weiterhin hat das Endoskop ein nicht dargestelltes Objektivsystem, das von einem Objekt, z. B. einer Oberfläche einer als erkrankt identifizierten Körperhöhlenwand, Licht empfängt und ein Objektbild auf einer Bildempfangsfläche einer nicht dargestellten CCD erzeugt.

Das Beleuchtungssystem sendet das sichtbare Licht durch das Beleuchtungsfenster 71 auf das Objekt. Das an dem Objekt reflektierte Licht tritt über das Beobachtungsfenster 72 in das Objektivsystem ein. Auf der Bildempfangsfläche der CCD wird dann ein Bild erzeugt. Die CCD gibt daraufhin ein Bildsignal aus, das verarbeitet und auf einem Monitor 8 als ein Normalbild dargestellt wird.

Getrennt von dem Endoskop ist eine OCT-Einrichtung vorgesehen, welche die SLD und ein Michelson-Interferometer enthält. Das Interferometer hat eine Meßoptik und eine Referenzoptik. Die Meßoptik enthält eine Lichtwellenleitersonde 9, die durch das Endoskop eingeführt ist und deren Spitze aus dem Instrumentenausgang des distalen Endabschnittes 7 des Endoskops heraussteht. Die OCT-Einrichtung ist weiterhin an den Monitor 8 angeschlossen, wobei auf dem Monitor 8 ein OCT-Bild eines der Spitze der Lichtwellenleitersonde 9 zugewandten Teils des Körpers dargestellt wird. Im Betrieb führt der Benutzer das Endoskop in die Körperhöhle des Patienten ein und betrachtet das Normalbild der Körperhöhlenwand. Hat er einen möglicherweise erkrankten Teil gefunden, so läßt der Benutzer die Lichtwellenleitersonde 9 aus dem Instrumentenausgang 73 ausfahren, um sie dem fraglichen Teil gegenüberzustellen. Die OCT-Einrichtung wird dann so betrieben, daß ein Tomogramm dieses Teils aufgenommen und auf dem Monitor 8 dargestellt wird.

Der Monitor 8 kann mit Schaltern und/oder einer Tastatur 6 so bedient werden, daß er wahlweise das Normalbild oder das OCT-Bild anzeigt. Um diese beiden Zustände zu zeigen, ist der Monitor 8 in Fig. 6 einmal so dargestellt, daß er das Normalbild darstellt, und einmal so, daß er das OCT-Bild anzeigt. Tatsächlich hat jedoch das Endoskopsystem nur ei-

nen einzigen Monitor 8, der entweder das Normalbild oder das OCT-Bild darstellt. Der Benutzer erstellt seine Diagnose in Abhängigkeit der auf diese Weise dargestellten Bilder.

Bei dem eben erläuterten Endoskopsystem steht die Lichtwellenleitersonde 9 der OCT-Einrichtung aus dem Instrumentenausgang 73 heraus. Die Lichtwellenleitersonde 9 ist innerhalb des Sichtfeldes des Objektivsystems angeordnet. Aus diesem Grund erscheint die Lichtwellenleitersonde 9 in dem auf dem Monitor 8 dargestellten Normalbild und erzeugt einen toten Winkel. Dieser tote Winkel stört die Beobachtung des Normalbildes, wodurch der Benutzer daran gehindert wird, zu erkennen, wie Normalbild und OCT-Bild zueinander angeordnet sind.

Um dieses Problem zu vermeiden, können das für das Normalbild bestimmte Objektivsystem und die Spitze der Meßoptik der OCT-Einrichtung in einer einzigen Optik integriert werden. Dann wird es jedoch erforderlich, die Strahlengänge für das Normalbild und das OCT-Bild unter Einsatz eines halbdurchlässigen Spiegels, eines dichroitischen Spiegels oder dergleichen aufzuspalten. Bei einem solchen Aufbau wird demnach bei Aufteilung des von dem Objekt stammenden Lichtes die Lichtmenge verringert, wodurch sich die Bildqualität verschlechtert.

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Endoskopsystem anzugeben, das eine genaue Diagnose in relativ kurzer Zeit gestattet.

Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist es, ein Endoskopsystem bereitzustellen, mit dem Bilder hoher Qualität sowie OCT-Bilder aufgenommen werden können.

Die Erfindung löst diese Aufgaben durch das Endoskopsystem mit den Merkmalen des Anspruchs 1.

Mit dem erläuterten Aufbau ist es möglich, das OCT-Bild zu beobachten, indem das Normallichtbild oder das Fluoreszenzlichtbild überwacht werden. Dies ermöglicht eine genaue Diagnose in vergleichsweise kurzer Zeit.

Durch die vorteilhafte Weiterbildung gemäß Anspruch 8 ist sichergestellt, daß die Beobachtung des Normallichtbildes und/oder des Fluoreszenzlichtbildes nicht durch die Spitze des Einführrohrs des Endoskops gestört ist.

Weitere vorteilhafte Weiterbildungen sind Gegenstand der Unteransprüche sowie der folgenden Beschreibung.

Die Erfindung wird im folgenden an Hand der Figuren näher erläutert. Darin zeigen:

Fig. 1 ein erstes Ausführungsbeispiel des Endoskopsystems in einem Blockdiagramm,

Fig. 2 einen distalen Endabschnitt des Endoskops in schematischer Darstellung,

Fig. 3 den distalen Endabschnitt des Endoskops in perspektivischer Darstellung,

Fig. 4 die Strahlengänge einer OCT-Einheit in schematischer Darstellung,

Fig. 5 Beispiele für die auf einem Monitor dargestellten Bilder, und

Fig. 6 ein Beispiel für ein herkömmliches, zum Aufnehmen eines OCT-Bildes bestimmtes Endoskopsystem.

Fig. 1 ist ein Blockdiagramm eines Endoskopsystems 1000, das ein erstes Ausführungsbeispiel der Erfindung darstellt. Wie in Fig. 1 gezeigt, enthält das Endoskopsystem 1000 ein Endoskop 1, ein mit dem Endoskop 1 verbundenes externes Gerät, einen an das externe Gerät 2 angeschlossenen Monitor 3 und ein Eingabegerät 4.

Fig. 2 zeigt einen distalen Endabschnitt eines Einführrohrs 11 des Endoskops 1 in schematischer Darstellung, während Fig. 3 diesen Endabschnitt in perspektivischer Darstellung zeigt. In den Fig. 2 und 3 ist lediglich der distale Endabschnitt des Einführrohrs 11 des Endoskops 1 gezeigt. Das Endoskop 1 ist mit einer nicht dargestellten Bedieneinheit versehen, die an ihrem proximalen Ende mehrere Schal-

ter hat.

Wie in Fig. 3 gezeigt, ist der distale Endabschnitt des Einführrohrs 11 so ausgebildet, daß er einen im wesentlichen zylindrischen Teil 11a, der sich von dem proximalen Ende des Endoskops 1 aus erstreckt, und einen am Ende des zylindrischen Teil 11a angeordneten abgeflachten Teil 11b mit elliptischem Querschnitt hat. Der abgeflachte Teil 11b ragt in einer zur Mittelachse des zylindrischen Teils 11a parallelen Ebene hervor, wobei die Seitenfläche des abgeflachten Teils 11b und des zylindrischen Teils 11a über eine geneigte Fläche 11c miteinander verbunden sind. Die geneigte Fläche 11c hat drei Ausnehmungen, von denen eine als Instrumentenausgang eingesetzt wird, während in den beiden anderen Ausnehmungen eine Beleuchtungslicht ausstrahlende Beleuchtungslinse 12a bzw. eine Objektivlinse 13a untergebracht sind. An einer Seitenfläche des abgeflachten Teils 11b befindet sich ein Abtastfenster S, das für eine weiter unten erläuterte OCT-Abtastung vorgesehen ist.

In dem Einführrohr 11 sind ein Beleuchtungssystem 12, ein Objektivsystem 13, eine CCD 14 und eine OCT-Abtasteinheit 15 untergebracht.

Das Beleuchtungssystem 12 enthält die vorstehend genannte Beleuchtungslinse 12a sowie ein im folgenden kurz als Lichtleiter bezeichnetes Lichtwellenleiter-Faserbündel 12b, das durch das Endoskop 1 geführt ist, wobei die Spitze des Lichtleiters 12b der Beleuchtungslinse 12a zugewandt ist und das proximale Ende mit dem externen Gerät 2 verbunden ist.

Das Objektivsystem 13 enthält ein Sperrfilter zum Abschirmen ultravioletten Lichtes, ein Prisma und mehrere Linsen, von denen eine die Objektivlinse 13a ist. Die Objektivlinse 13a bündelt das eintretende Licht auf die Bildempfangsfläche der CCD 14, um so ein Bild des Objektes, d. h. der Körperhöhlenwand zu erzeugen. In dem erläuterten Ausführungsbeispiel ist die CCD 14 eine Farb-CCD, die über eine Signalleitung 14a ein Farbbildsignal (RGB-Signal) an das externe Gerät 2 ausgibt. Die OCT-Abtasteinheit 15 enthält ein Abtastprisma 15a, das der Spitze eines später erläuterten Lichtwellenleiters 236 zugewandt ist und das von diesem ausgesendete Licht auf das Abtastfenster S umlenkt, sowie eine Dreheinheit 15b, die das Abtastprisma 15a um die Mittelachse des Lichtwellenleiters 236 innerhalb eines vorbestimmten Winkelbereichs hin und her dreht.

Das Endoskop 1 ist an das externe Gerät 2 angeschlossen. Im folgenden wird das externe Gerät 2 erläutert.

Wie in Fig. 1 gezeigt, enthält das externe Gerät eine Lichtquelleneinheit 21, einen Prozessor 22 und eine OCT-Einheit 23.

Die Lichtquelleneinheit 21 enthält eine Weißlichtquelle 211, die Weißlicht, also Licht mit im wesentlichen allen sichtbaren Wellenlängenkomponenten, aussendet, sowie eine UV-Lichtquelle 212, die Anregungslicht aussendet. Das Anregungslicht ist solches Licht, das Gewebe zum Fluoreszieren anregt, wenn es auf letzteres trifft. Üblicherweise verwendet man als Anregungslicht ultraviolettes Licht, dessen Wellenlänge in einem Bereich von 350 nm bis 380 nm liegt. Das von dem Gewebe infolge des auftretenden Anregungslichtes ausgesendete Fluoreszenzlicht liegt in einem Bereich von etwa 400 nm bis 600 nm. In dem Strahlengang des von der Weißlichtquelle 211 ausgesendeten Weißlichtes befinden sich in nachstehender Reihenfolge eine Kollimatorlinse La, ein Umschaltspiegel 213, eine Blende 215 und eine Kondensorlinse Lc.

Der Umschaltspiegel 213 ist mit einem Lichtquellen-Umschaltmechanismus 214 verbunden. Der Umschaltmechanismus 214 kann den Umschaltspiegel 213 in eine erste Stellung, in der der Umschaltspiegel 213 aus dem Strahlengang des weißen Lichtes zurückgezogen ist und das weiße Licht

längs des Strahlenganges durchläßt, sowie in eine zweite Stellung bewegen, in der der Umschaltspiegel 213 in dem Strahlengang des weißen Lichtes angeordnet ist, so daß letzteres daran gehindert ist, in dem Strahlengang lichtabwärts des Umschaltspiegels 213 voranzuschreiten.

Die Blende 215 ist mit einem Blendensteuermechanismus 216 verbunden, der die Blende so ansteuert, daß die Blendengröße und damit die Lichtmenge eingestellt wird.

Die Kollimatorlinse La unterzieht das von der Weißlichtquelle 211 ausgesendete Weißlicht einer Kollimation. Befindet sich der Umschaltspiegel 213 in seiner ersten Stellung, so schreitet das Weißlicht in Richtung der Blende 215 voran. Das Weißlicht, dessen Lichtmenge durch die Blende 215 eingestellt wird, wird von der Kondensorlinse Lc auf die proximale Endfläche des Lichtleiters 12b gebündelt.

In dem Strahlengang des von der UV-Lichtquelle 212 ausgesendeten Anregungslichtes befinden sich in nachstehender Reihenfolge eine Kollimatorlinse Lh und ein Prisma P. Das von der UV-Lichtquelle 212 ausgesendete Anregungslicht wird durch die Kollimatorlinse Lb einer Kollimation unterworfen und dann an dem Prisma P auf den Umschaltspiegel 213 reflektiert.

Der Umschaltspiegel 213 lenkt das Anregungslicht in seiner zweiten Stellung, in der er sich in dem Strahlengang des Anregungslichtes befindet, auf die Blende 215. Das an dem Umschaltspiegel 213 reflektierte Anregungslicht tritt in die Blende 215 ein, in der die Lichtmenge eingestellt wird, und wird dann von der Kondensorlinse Lc auf die proximale Endfläche des Lichtleiters 12b gebündelt.

Wie vorstehend erläutert, wird in der ersten Stellung des Umschaltspiegels 213 nur das von der Weißlichtquelle 211 ausgesendete Weißlicht und in der zweiten Stellung des Umschaltspiegels 213 nur das von der UV-Lichtquelle 212 ausgesendete Anregungslicht auf den Lichtleiter 12b gerichtet.

Im folgenden wird der Prozessor 22 beschrieben. Der Prozessor 22 enthält eine CPU 221 und einen Zeitsteuergenerator 222. Die CPU 221 ist mit dem Umschaltmechanismus 214, der Blendensteuerung 216, dem Zeitsteuergenerator 222 und dem Eingabegerät 4 verbunden. Der Zeitsteuergenerator 222 erzeugt verschiedene Referenzsignale, auf deren Grundlage der Prozessor 22 und die OCT-Einheit 23 arbeiten.

Die CPU 221 kann den Umschaltspiegel 213 entweder in seine erste Stellung oder seine zweite Stellung bringen, indem sie den Umschaltmechanismus 214 entsprechend ansteuert. Es ist eine nicht dargestellte Bedieneinheit des Endoskops 1 vorgesehen, an der ein Schalter zum Auswählen der Normallichtbeobachtung oder der Fluoreszenzlichtbeobachtung vorhanden ist. Die CPU 221 erfaßt den Zustand dieses Schalters und steuert den Umschaltmechanismus 214 in Abhängigkeit dieses Zustandes an. Dann bringt der Umschaltmechanismus 214 den Umschaltspiegel 213 in seine erste Stellung oder seine zweite Stellung. Wird das Normallichtbild ausgewählt, so wird der Umschaltspiegel in seine erste Position bewegt. Wird dagegen das Fluoreszenzlichtbild ausgewählt, so wird der Umschaltspiegel 213 in seine zweite Stellung gebracht. Weiterhin steuert die CPU 221 die Blendensteuerung 216 in Abhängigkeit eines aus dem RGB-Speicher 224 stammenden Signals an, um die Blendengröße der Blende 215 einzustellen.

Die CPU 221 steuert die Operationen des Prozessors 22 und der OCT-Einheit 23 durch den Zeitsteuergenerator 222.

Die CPU 221 enthält weiterhin eine Vorverarbeitungsschaltung 223, die über die Signalleitung 14a mit der CCD 14 verbunden ist, den RGB-Speicher 224, eine Videosignalverarbeitungsschaltung 225 sowie eine an den Monitor 3 angeschlossene Videoaufnahme 226.

Die Vorverarbeitungsschaltung 223 verarbeitet das von

der CCD 14 ausgegebene Signal, wandelt das analoge Videosignal in ein digitales Videosignal und speichert letzteres in dem RGB-Speicher 224 in Form von Bilddaten.

Die Signalverarbeitungsschaltung 225 liest die in dem RGB-Speicher 224 gespeicherten Bilddaten in einem vorbestimmten zeitlichen Ablauf aus und verarbeitet die Daten so, daß ein Videosignal erzeugt wird, das auf die Videoaufnahme 226 übertragen wird, worauf schließlich auf dem Monitor 3 das Bild dargestellt wird.

Der Prozessor 22 enthält eine an die OCT-Einheit 23 angeschlossene OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227, einen OCT-Speicher 228 und eine OCT-Videosignalverarbeitungsschaltung 229.

Die OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227 verarbeitet das von der OCT-Einheit 23 an sie übertragene Signal, wandelt das analoge Signal in ein digitales Signal und speichert letzteres in dem OCT-Speicher 228. Die OCT-Signalverarbeitungsschaltung 229 liest in einem vorbestimmten zeitlichen Ablauf die in dem OCT-Speicher 228 gespeicherten Daten aus und verarbeitet diese so, daß ein Videosignal erzeugt wird, das an die Videoaufnahme 226 übertragen wird. Die Videoaufnahme 226 zeigt dann gemäß dem übertragenen Videosignal ein Bild auf dem Monitor 3 an.

Im folgenden wird die OCT-Einheit 23 beschrieben.

Fig. 4 zeigt einen Strahlengang der OCT-Einheit 23. Die OCT-Einheit 23 ist darauf ausgelegt, unter Anwendung der OCT-Technik ein Tomogramm unterhalb der Körperhöhlenwand aufzunehmen. Die OCT-Einheit 23 enthält eine Superluminiszenz-Diode, kurz SLD 231, einen im folgenden als Fotodetektor bezeichneten fotoelektrischen Strahlungsempfänger 232, einen Referenzspiegel 233, einen Spiegelantriebsmechanismus 234 und eine Abtaststeuerschaltung 235.

Die SLD 231 ist eine Lichtquelle, die einen schwach kohärenten Lichtstrahl im nahen Infrarotbereich aussendet. Die Kohärenzlänge des von der SLD 231 ausgesendeten Lichtstrahls ist sehr klein, nämlich in der Größenordnung von 10 µm bis 1000 µm. Der Fotodetektor 232 besteht beispielsweise aus einer Fotodiode. Der Fotodetektor 232 ist an die Vorverarbeitungsschaltung 227 des Vorprozessors 22 angeschlossen, wie in Fig. 1 gezeigt ist.

Der Spiegelantriebsmechanismus 234 ist darauf ausgelegt, den Referenzspiegel 233 mit vergleichsweise hoher Geschwindigkeit zu bewegen, und an den Zeitsteuergenerator 222 angeschlossen. Die Abtaststeuerschaltung 235 ist mit der Dreheinheit 15b der OCT-Abtasteinheit 15 sowie mit der Zeitsteuerschaltung 222 verbunden.

Die OCT-Einheit 23 enthält einen ersten Lichtwellenleiter 236, einen zweiten Lichtwellenleiter 237, einen Lichtkoppler 238 und ein piezomodulierendes Element 239. Die beiden Lichtwellenleiter 236 und 237 arbeiten jeweils als Monomode-Lichtwellenleiter.

Wie in Fig. 4 dargestellt, ist der erste Lichtwellenleiter 236 so angeordnet, daß seine proximale Endfläche der SLD 231 und seine distale Endfläche dem in Fig. 2 dargestellten Abtastprisma 15a zugewandt ist. Der zweite Lichtwellenleiter 237 ist so angeordnet, daß seine proximale Endfläche dem Fotodetektor 232 und seine distale Endfläche dem in Fig. 1 gezeigten Referenzspiegel 233 zugewandt ist. Der Referenzspiegel 233 kann durch den Spiegelantriebsmechanismus 234 in Richtung der Achse des Lichtwellenleiters 237, d. h. senkrecht zur distalen Endfläche des Lichtwellenleiters 237, hin und her bewegt werden.

Die Lichtwellenleiter 236 und 237 sind über den Lichtkoppler 238 optisch miteinander verbunden. Die optische Länge des ersten Lichtwellenleiters 236 gerechnet von seinem distalen Ende bis zu dem Lichtkoppler 238 ist dieselbe wie bei dem zweiten Lichtwellenleiter 237. Ein bestimmter Abschnitt des ersten Lichtwellenleiters 236, nämlich der

Abschnitt zwischen dem Lichtkoppler 238 und dem distalen Ende des ersten Lichtwellenleiters 236, ist um das piezomodulierende Element 239 gewunden, das zylindrische Form hat. Wenn sich das piezomodulierende Element 239 in seiner radialen Richtung mit hoher Geschwindigkeit wiederholt ausdehnt/zusammenzieht, so werden Frequenz und Phase des in dem ersten Lichtwellenleiter 236 voranschreitenden Lichtstrahls verändert.

Die SLD 231, der Fotodetektor 232, der Referenzspiegel 233, die beiden Lichtwellenleiter 236 und 237 sowie der Lichtkoppler 238 bilden ein Michelson-Interferometer.

Ist das Abtafster S des Einführrohrs 11 dem zu beobachtenden Objekt zugewandt, so kann die OCT-Einheit 23 ein Tomogramm des Objektabschnittes, d. h. der Körperhöhlenwand einfangen. Das Prinzip dieses Vorgangs wird im folgenden erläutert.

Der von der SLD 231 ausgesendete, schwach kohärente Lichtstrahl fällt auf den ersten Lichtwellenleiter 236 und wird von dem Lichtkoppler 238 in zwei Strahlen aufgeteilt, die dann in dem ersten Lichtwellenleiter 236 bzw. dem zweiten Lichtwellenleiter 237 zum distalen Ende des entsprechenden Lichtwellenleiters voranschreiten. Der in dem ersten Lichtwellenleiter 236 verlaufende Lichtstrahl wird in dem Endoskop 1 von dem Abtastprisma 15a der OCT-Abtasteinheit 15 umgelenkt (vgl. Fig. 2) und dann aus dem Abtafster S als Abtaststrahl ausgesendet. Ist das Abtafster S der Körperhöhlenwand zugewandt, so wird der aus dem Abtafster S ausgesendete Abtaststrahl an Gewebeteilen reflektiert, die sich in unterschiedlichen Tiefen befinden. Die reflektierten Lichtstrahlen gelangen durch das Abtafster S in das Endoskop 1, treten dann über das Abtastprisma 15a in den ersten Lichtwellenleiter 236 ein und schreiten dann als Erfassungslichtstrahlen in Richtung des Lichtkopplers 238 voran.

Der andere Lichtstrahl, der von dem Lichtkoppler 238 abgeteilt wird und auf den zweiten Lichtwellenleiter 237 trifft, tritt an dem distalen Ende des zweiten Lichtwellenleiters 237 aus und wird dann an dem Referenzspiegel 233 reflektiert. Der an dem Referenzspiegel 233 reflektierte Lichtstrahl gelangt wieder in den zweiten Lichtwellenleiter 237 und läuft als Referenzlichtstrahl auf den Lichtkoppler 238 zu.

In dem Lichtkoppler 238 interferieren der in dem ersten Lichtwellenleiter 236 laufende Erfassungslichtstrahl und der in dem zweiten Lichtwellenleiter 237 laufende Referenzlichtstrahl. Die Erfassungslichtstrahlen enthalten Strahlen, die an die Körperhöhlenwand bildenden Gewebeschichten reflektiert werden, so daß die Erfassungslichtstrahlen den Lichtkoppler 238 in einem bestimmten Zeitabschnitt erreichen. So erreicht der an der obersten Gewebeschicht reflektierte Lichtstrahl den Lichtkoppler 238 früher als die Lichtstrahlen, die an den unteren Gewebeschichten reflektiert werden.

Da andererseits der Referenzlichtstrahl ein Strahl ist, der an dem Referenzspiegel 233 reflektiert wird, trifft er innerhalb eines vergleichsweise kurzen Zeitabschnittes auf den Lichtkoppler 238.

Nur ein Teil der Erfassungslichtstrahlen interferiert mit dem Referenzlichtstrahl. Der Referenzlichtstrahl interferiert nur mit dem Teil der Erfassungslichtstrahlen, der längs eines Strahlenganges läuft, dessen Länge im wesentlichen gleich der Länge des Strahlenganges ist, der sich von dem Lichtkoppler 238 über den zweiten Lichtwellenleiter 237 bis zu dem Referenzspiegel 233 erstreckt. Mit dem Referenzlichtstrahl interferiert also nur der Teil der Erfassungslichtstrahlen, der an einer Gewebeschicht reflektiert worden ist, die sich in einer bestimmten Tiefe unterhalb der Oberfläche der Körperhöhlenwand befindet.

Die Interferenzlichtstrahlen, d. h. die an dem Lichtkoppler 238 interferierenden Lichtstrahlen laufen in dem zweiten Lichtwellenleiter auf dessen proximales Ende zu und werden von dem Fotodetektor 232 erfaßt. Ändert der Spiegelantriebsmechanismus 234 die Anordnung des Referenzspiegels 233, so ändert sich auch die optische Weglänge des Referenzlichtstrahls und damit die Tiefe der Schicht, die erfaßt werden soll.

Da sich die Intensität des an dem Gewebe reflektierten Lichtes in Abhängigkeit des Gewebeszustandes ändert, ist die Tomografie auf Grundlage der Intensitätsverteilung des Lichtes, das an der Wandoberfläche oder an Wandschichten in vorbestimmter Tiefe reflektiert wird, realisierbar.

Wie vorstehend erläutert, gibt der Fotodetektor 232 bei Vorhandensein des Interferenzlichtes ein bestimmtes Signal aus, während er bei Vorhandensein nicht interferierenden Lichtes ein niederpegeliges Rauschen ausgibt.

Ist das Signal/Rausch-Verhältnis niedrig, so kann das Signal nicht mit hoher Genauigkeit extrahiert werden. Es wird deshalb ein optisches Interferenzwellenmeßverfahren eingesetzt, um das Signal/Rausch-Verhältnis zu verbessern. Insbesondere werden Frequenz und Phase des in dem ersten Lichtwellenleiter 236 geführten Lichtes über das piezomodulierende Element 239 moduliert. Phase und Frequenz des Erfassungslichtes und des Referenzlichtes verschieben sich so etwas, und in dem Interferenzlicht wird eine Schwebung erzeugt. Empfängt der Fotodetektor 232 das die Schwebung transportierende Interferenzlicht, so gibt er ein Schwebungssignal aus.

Die OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227 ist ausgebildet, die Signalkomponente mit hoher Genauigkeit zu extrahieren, indem sie das von dem Fotodetektor 232 ausgegebene Schwebungssignal demoduliert.

Im weiteren wird die Funktionsweise des Endoskopsystems 1000 erläutert.

Schaltet der Benutzer das externe Gerät 2 ein, so werden die Weißlichtquelle 211 und die UV-Lichtquelle 212 eingeschaltet. Der Umschaltspiegel 213 befindet sich in seiner Anfangsstellung, d. h. in der ersten Stellung, die für die Normallichtbeobachtung bestimmt ist. Auf den Lichtleiter 12b trifft deshalb nur das von der Weißlichtquelle 211 ausgesendete Weißlicht. Das Weißlicht wird in dem Lichtleiter 12b geführt und von der Beleuchtungslinse 12a abgestrahlt.

Führt der Benutzer das Einführrohr 11 des Endoskops 1 in die Körperhöhle des Patienten ein, und sind die Objektlinse 13a des Objektivsystems 13 und das Abtafster S der zu betrachtenden Körperhöhlenwand zugewandt, so beleuchtet das von der Beleuchtungslinse 12a ausgesendete Licht die Körperhöhlenwand.

Das Objektivsystem 13 erzeugt ein Bild der Körperhöhlenwand auf der Bildempfangsfläche der CCD 14. Die CCD 14 gibt dann ein dem empfangenen Bild entsprechendes Farbbildsignal an die Vorverarbeitungsschaltung 223 aus. Die Vorverarbeitungsschaltung 223 empfängt dieses Bildsignal, verstärkt und verarbeitet es und wandelt es anschließend in das digitale Bildsignal um, das in dem RGB-Speicher in Form von Bilddaten gespeichert wird. Die Signalverarbeitungsschaltung 225 liest die in dem RGB-Speicher 224 gespeicherten Bilddaten in einem vorbestimmten Zeitablauf aus, verarbeitet die Daten, um so ein Videosignal zu erzeugen, und überträgt dann dieses Videosignal an die Videoaufnahme 226. Die Videoaufnahme 226 stellt ein Bild auf dem Monitor 3 als Normallichtbild dar. Der Benutzer kann die Oberfläche der Körperhöhlenwand des Patienten betrachten, indem er das auf dem Monitor 3 angezeigte Bild beobachtet.

Ändert der Benutzer den Betriebszustand des an der Bedieneinheit vorgesehenen Schalters, um so das Fluoreszenzlichtbild auszuwählen, so steuert die CPU 221 den Um-

schaltmechanismus 214 so an, daß der Umschaltspiegel 213 in seine zweite Stellung gebracht wird, d. h. in die Stellung, in der die Fluoreszenzbildbeobachtung möglich ist. Das von der Weißlichtquelle 211 ausgesendete Weißlicht wird dann von dem Umschaltspiegel 213 abgeschirmt, und das von der UV-Lichtquelle 212 ausgesendete Anregungslicht wird auf den Lichtleiter 12b gerichtet. Das auf den Lichtleiter 12b treffende Licht wird in diesem geführt und dann über die Beleuchtungslinse 12a des Endoskops 1 auf die Körperhöhlenwand ausgesendet.

Das Gewebe der Körperhöhlenwand sendet Fluoreszenzlicht aus, wenn es mit dem Anregungslicht bestrahlt wird. Es ist in diesem Zusammenhang bekannt, daß erkranktes Gewebe schwächeres Fluoreszenzlicht als gesundes Gewebe aussendet.

Das von dem Gewebe ausgesendete Fluoreszenzlicht trifft zusammen mit dem reflektierten Anregungslicht auf das Objektivsystem 13. Das Anregungslicht wird von einem in dem Objektivsystem 13 vorgesehenen Sperrfilter abgeschirmt, so daß nur das Fluoreszenzlicht durch das Objektivsystem 13 tritt. Das Fluoreszenzlicht wird auf eine Ebene gebündelt, die sich in der Nähe der Bildempfangsfläche der CCD 14 befindet. Auf diese Weise wird auf der Bildempfangsfläche der CCD 14 ein Fluoreszenzlichtbild erzeugt.

Die CCD 14 gibt an die Vorverarbeitungsschaltung 223 ein Bildsignal aus, das dem auf der CCD 14 erzeugten Fluoreszenzlichtbild entspricht. Die Vorverarbeitungsschaltung 223 empfängt dieses Bildsignal, führt an diesem bestimmte Verarbeitungsoperationen wie z. B. eine Verstärkung durch und wandelt es in digitales Bildsignal, das in dem RGB-Speicher 224 in Form von digitalen Bilddaten gespeichert wird. Die Signalverarbeitungsschaltung 225 liest die so gespeicherten Bilddaten in einem vorbestimmten Zeitablauf aus und verarbeitet die Bilddaten so, daß ein Videosignal erzeugt wird. Das Videosignal wird dann auf die Videoaufnahme 226 übertragen, die auf dem Monitor 3 ein Bild als Fluoreszenzlichtbild darstellt.

Der Benutzer kann über den Monitor 3 das Fluoreszenzlichtbild des Gewebes betrachten. Erkennt er darin Teile, die dunkler sind als andere Teile in dem Fluoreszenzbild, so kann er daraus schließen, daß die dunkleren Teile möglicherweise von Krebs und/oder Tumoren befallen sind.

Sind Körperteile als möglicherweise erkrankt identifiziert, so kann ein Tomogramm erstellt werden. Betätigt der Benutzer die Bedieneinheit so, daß die Tomografie ausgewählt wird, so veranlaßt die CPU 221 die OCT-Einheit 23, mit der SLD 231 schwach kohärentes Licht auszustrahlen. Weiterhin steuert die CPU 221 den Spiegelantriebsmotor 234 und die Abtaststeuerschaltung 235 so an, daß die Tomogrammaufnahme begonnen wird. Zur gleichen Zeit veranlaßt die CPU 221 den Zeitsteuergenerator 222, Taktsignale an den RGB-Speicher 224 und den OCT-Speicher 228 zu senden. Der RGB-Speicher 224 und der OCT-Speicher 228 übertragen gemäß diesen Taktsignalen in einem vorbestimmten Zeitablauf Signale an die Signalverarbeitungsschaltung 225 bzw. die OCT-Signalverarbeitungsschaltung 229.

Die Abtaststeuerschaltung 235 steuert die Dreheinheit 15b der OCT-Abtasteinheit 15 so an, daß sich das Abtastprisma 15a innerhalb eines vorbestimmten Winkelbereichs um die Achse des Lichtwellenleiters 236 dreht. Das von der Spitze des Lichtwellenleiters 236 ausgesendete Licht tritt aus dem Beleuchtungsfenster S aus und tastet wiederholt einen vorbestimmten Bereich längs einer zu der Achse des Einführrohrs 11 senkrechten Richtung ab. Auf der Oberfläche der Körperhöhlenwand wird so eine linear verlaufende Abtastlinie erzeugt. Die Abtastlinie enthält praktisch mehrere diskrete Abtastpunkte, die von dem aus dem Abtastfen-

ster des ausgesendeten Lichts nacheinander abgetastet werden.

Gleichzeitig zur oben erläuterten Abtastung bewegt der Spiegelantriebsmechanismus 234 den Referenzspiegel 233 in eine Richtung parallel zur Achse des Lichtwellenleiters 237 hin und her. Der Spiegelantriebsmechanismus 234 und die Abtaststeuerschaltung 235 arbeiten dabei synchron mit den von dem Zeitsteuergenerator 222 übertragenen Taktsignalen. Während der Lichtstrahl auf einen der Abtastpunkte trifft, wird der Referenzspiegel 233 einmal hin- und herbewegt. Wenn der aus dem Abtastfenster S ausgestrahlte Lichtstrahl die Abtastlinie einmal abtastet, so erfolgt auf diese Weise eine Abtastung ausgehend von der Oberfläche der Körperhöhlenwand bis in eine vorbestimmte Tiefe, z. B. 2 mm.

Die Abtastung in Tiefenrichtung erfolgt ausgehend von einer Position, die sich näher an dem Beobachtungsfenster S als die Oberfläche der Körperhöhlenwand befindet, bis zu einer Position, die tiefer liegt als die vorbestimmte Tiefe von z. B. 2 mm. Während dieser Abtastung überwacht die OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227 kontinuierlich das Ausgangssignal des Fotodetektors 232. Die OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227 erfaßt kein Signal, wenn die Abtastposition in Tiefenrichtung die Oberfläche der Körperhöhlenwand noch nicht erreicht hat. Hat die Abtastposition in Tiefenrichtung die Oberfläche der Körperhöhlenwand erreicht, so erfaßt die OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227 ein Signal, und es wird eine Kalibrierung in der Weise durchgeführt, daß die Abtastposition, in der das Signal zum ersten Mal erfaßt worden ist, als Oberfläche der Körperhöhlenwand angesehen wird. Die OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227 erkennt also die Tiefe, in der das Signal zum ersten Mal erfaßt worden ist, als Oberfläche der Körperhöhlenwand (d. h. die Tiefe ist gleich Null), und Gegenstand der Messung sind die Signale, die in einem Bereich erhalten werden, der mit der vorstehend genannten Position beginnt und mit der vorbestimmten Tiefe, z. B. 2 mm endet.

Dann führt die OCT-Vorverarbeitungsschaltung 227 an den Signalen, die als für die Messung relevant erfaßt worden sind, eine Decodierung, eine Verstärkung und eine Analog/Digital-Wandlung durch. Die nach dieser Verarbeitung erhaltenen Signale werden in dem OCT-Speicher 228 gespeichert. Die OCT-Signalverarbeitungsschaltung 229 verarbeitet die in dem OCT-Speicher 228 gespeicherten Daten in einem vorbestimmten Zeitablauf, um so ein Videosignal zu erzeugen, das auf die Videoaufnahme 226 übertragen wird. Die Videoaufnahme 226 zeigt dann auf dem Monitor 3 ein Bild an, das dem übertragenen Videosignal entspricht. Auf dem Monitor 3 wird so ein Tomogramm in einem Bereich angezeigt, der sich von der Oberfläche der Körperhöhlenwand bis in die vorbestimmte Tiefe erstreckt.

Die Videoaufnahme 226 ist in der Lage, das Tomogramm-Bild zusammen mit dem Normallichtbild oder dem Fluoreszenzlichtbild anzuzeigen. Fig. 5 zeigt ein Beispiel für ein Schirmbild des Monitors 3. Der RGB-Speicher 224 und der OCT-Speicher 228 empfangen also von dem Zeitsteuergenerator die Taktsignale gemäß den Befehlen der CPU 21 und senden in vorbestimmten Zeitabläufen Signale an die Signalverarbeitungsschaltung 225 bzw. die OCT-Signalverarbeitungsschaltung 229.

Die Videoaufnahme 226 zeigt in entsprechenden Abschnitten des Bildschirms Bilder an, die den von der Signalverarbeitungsschaltung 225 bzw. der OCT-Signalverarbeitungsschaltung 229 ausgegebenen Signalen entsprechen.

In Fig. 5 ist der Bildschirm des Monitors 3 in drei Anzeigebereiche unterteilt, in denen ein Tomogramm D1, ein Normallichtbild D2 und ein Fluoreszenzlichtbild D3 angezeigt werden. In dem erläuterten Ausführungsbeispiel

wird von dem Normallichtbild D2 und dem Fluoreszenzlichtbild D3 eines als animiertes Bild und das andere als Standbild dargestellt.

Der abgeflachte Teil 11b des Einführrohrs 11 und das Abtastfenster S befinden sich außerhalb des Sichtwinkels des Objektivsystems 13. In dem Normallichtbild D2 und dem Fluoreszenzlichtbild D3 sind deshalb diese Teile des Endoskops 1 nicht enthalten. Der Benutzer kann so den gesamten Bereich des Sichtwinkels des Objektivsystems 13 beobachten.

Das Abtastfenster S ist so angeordnet, daß es dem zentralen Bereich des Sichtfeldes des Objektivsystems 13 zugewandt ist. Das Tomogramm D1 entspricht also dem Zentralbereich des Normallichtbildes D2 und des Fluoreszenzlichtbildes D3. Der Benutzer kann so erkennen, wie das Tomogramm bezüglich des Normallichtbildes D2 und des Fluoreszenzlichtbildes D3 angeordnet ist.

Bei dem eben erläuterten Aufbau kann der Benutzer ein Tomogramm betrachten, indem er lediglich das Abtastfenster S auf den Körperabschnitt richtet, der unter Betrachtung des Normallichtbildes D2 und/oder des Fluoreszenzlichtbildes D3 möglicherweise erkrankt ist. Der Benutzer kann so das Tomogramm D1 unter Bezugnahme auf das Normallichtbild D2 und/oder das Fluoreszenzlichtbild D3 betrachten. Durch den alleinigen Einsatz des Endoskops 1 ist es so möglich, Krebs im Vorstadium oder kleinere Tumore aufzufinden.

Der Strahlengang des Objektivsystems 13 ist unabhängig von dem Strahlengang der OCT-Einheit 23. Auch befindet sich kein halbdurchlässiger Spiegel, dichroitischer Spiegel oder dergleichen in dem Strahlengang des Objektivsystems 13. Mit dem eben erläuterten Endoskop können deshalb ein helles und klares Normallichtbild D2 und Fluoreszenzlichtbild D3 erhalten werden.

Da durch die Erfindung eine genaue und schnelle Diagnose möglich ist, kann der Benutzer die erforderliche Behandlung sofort durchführen. Indem er ein Behandlungsinstrument wie eine Zange oder ein Laserinstrument durch den Instrumentenkanal einführt, kann er die erforderliche Behandlung auf der Stelle vollenden.

Bei dem eben erläuterten Ausführungsbeispiel wird der Referenzspiegel einmal hin- und herbewegt, wenn der Abtaststrahl auf den jeweiligen Abtastpunkt trifft, um das Tomogramm-Bild zu erhalten. Für jeden Abtastpunkt wird also eine Abtastung in Tiefenrichtung durchgeführt. Alternativ kann man das Tomogramm-Bild dadurch erhalten, daß der Referenzspiegel in mehreren Positionen angeordnet wird, und die Abtastung entlang der Abtastlinie für die jeweiligen Positionen des Referenzspiegels wiederholt wird. Bei diesem Verfahren wird für jede Position in Tiefenrichtung die Abtastung längs der Abtastlinie durchgeführt.

Patentansprüche

1. Endoskopsystem (1000) mit einem Beleuchtungssystem (12), das zur Beleuchtung eines Objektes sichtbares Licht und/oder Anregungslicht aussendet, wobei das Anregungslicht geeignet ist, Gewebe zum Fluoreszieren anzuregen, einem Objektivsystem (13), das aus dem von dem Objekt stammenden Licht ein Objektbild erzeugt, ein Bildaufnahmesystem (14), das das von dem Objektivsystem (13) erzeugte Bild einfängt, einem ersten Lichtleiter (236), einem zweiten Lichtleiter (237), einem Lichtkoppler (238), der den ersten und den zweiten Lichtleiter (236, 237) optisch miteinander koppelt, einer Niederkohärenz-Lichtquelle (231), die an dem

proximalen Ende einer der beiden Lichtleiter angeordnet ist und einen Lichtstrahl geringer Kohärenz auf diesen Lichtleiter aussendet,

einer Abtasteinheit (15), die dafür sorgt, daß der Lichtstrahl geringer Kohärenz aus einer Spitze des ersten Lichtleiters (236) tritt, das Objekt abtastet und nach seiner Reflexion an dem Objekt als Erfassungslicht auf den ersten Lichtleiter (236) gerichtet wird, einem Spiegel (213), der den aus einer Spitze des zweiten Lichtleiters (237) tretenden Lichtstrahl geringer Kohärenz so reflektiert, daß dieser als Referenzlicht auf die Spitze des zweiten Lichtleiters (237) trifft, einem Einstellsystem (239), mit dem die Länge eines von dem Lichtkoppler (238) über den ersten Lichtleiter (236) zu dem Objekt führenden Lichtweges gegenüber der Länge eines von dem Lichtkoppler (238) über den zweiten Lichtleiter (237) zu dem Spiegel (213) führenden Lichtweges veränderbar ist, einem Detektor (232), der an dem proximalen Ende desjenigen Lichtleiters angeordnet ist, an dessen proximalem Ende die Niederkohärenz-Lichtquelle (231) nicht angeordnet ist, und eine durch die Interferenz von Erfassungslicht und Referenzlicht verursachte Interferenzerscheinung erfaßt sowie ein elektrisches Signal ausgibt, und einem Signalverarbeitungssystem, das ein Tomogramm des Objektes auf Grundlage des von dem Detektor (232) ausgegebenen Signals einfängt, wenn das Einstellsystem (239) und die Abtasteinheit (15) arbeiten.

2. Endoskopsystem (1000) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Einstellsystem (239) die Länge des von dem Lichtkoppler (238) über den ersten Lichtleiter (236) zu dem Objekt führenden Lichtweges gegenüber der Länge des von dem Lichtkoppler (238) über den zweiten Lichtleiter (237) zu dem Spiegel (213) führenden Lichtweges variiert, indem der Spiegel (213) eine Richtung parallel zur Mittelachse der Spitze des zweiten Lichtleiters (237) bewegt wird.

3. Endoskopsystem (1000) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Signalverarbeitungssystem das Tomogramm des Objektes auf Grundlage des von dem Detektor (232) ausgegebenen Signals erzeugt, wenn das Einstellsystem (239) die Länge des von dem Lichtkoppler (238) über den ersten Lichtleiter (236) zu dem Objekt führenden Lichtweges periodisch gegenüber der Länge des von dem Lichtkoppler (238) über den zweiten Lichtleiter (237) zu dem Spiegel (213) führenden Lichtweges variiert und die Abtasteinheit (15) arbeitet.

4. Endoskopsystem (1000) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Signalverarbeitungssystem das Tomogramm erzeugt, wenn das Einstellsystem (239) die Länge des von dem Lichtkoppler (238) über den ersten Lichtleiter (236) zu dem Objekt führenden Lichtweges für jede Abtastposition sequentiell gegenüber der Länge des von dem Lichtkoppler (238) über den zweiten Lichtleiter (237) zu dem Spiegel (213) führenden Lichtweges variiert.

5. Endoskopsystem (1000) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Lichtquelle (221) zum Aussenden von sichtbarem Licht, eine Lichtquelle (212) zum Aussenden von Anregungslicht,

und ein Lichtquellen-Umschaltssystem, das dem Beleuchtungssystem (12) wahlweise das sichtbare Licht oder das Anregungslicht zuführt, wobei das Objektivsystem (13) ein Normallichtbild des Objektes erzeugt,

wenn dem Beleuchtungssystem (12) das sichtbare Licht zugeführt wird, und das Objektsystem (13) ein Fluoreszenzlichtbild des Objektes erzeugt, wenn dem Beleuchtungssystem (12) das Anregungslicht zugeführt wird. 5

6. Endoskopsystem (1000) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Niederkohärenz-Lichtquelle (231) eine Superlumineszenz-Diode enthält.

7. Endoskopsystem (1000) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, gekennzeichnet durch ein Anzeigesystem (3), das ein von dem Bildaufnahmesystem (14) eingefangenes Bild der Oberfläche des Objektes und das von dem Signalverarbeitungssystem erhaltene Tomogramm des Objektes darstellt. 10 15

8. Endoskopsystem (1000) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Abtasteinheit (15) einen Abtaststrahl durch ein Abtastfenster (S) aussendet, das an einem Einführrohr (11) eines in dem Endoskopsystem (1000) vorgesehenen Endoskops ausgebildet, außerhalb des Sichtfeldes des Objektsystems (13) angeordnet und dem Objekt zugewandt ist, das sich innerhalb des Sichtfeldes des Objektsystems (13) befindet. 20

9. Endoskopsystem (1000) nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß 25

das Einführrohr (11) einen zylindrischen Abschnitt (11a) und einen an der Spitze des zylindrischen Abschnittes (11a) ausgebildeten abgeflachten Abschnitt (11b) enthält, wobei die Seitenflächen der beiden Abschnitte über eine geneigte Fläche miteinander verbunden sind, 30

das Beleuchtungssystem (12) eine Beleuchtungslinse (12a) enthält, die an der geneigten Fläche angebracht ist und Licht auf das Objekt abstrahlt, das Objektsystem (13) eine Objektlinse enthält, die an der geneigten Fläche angebracht ist und das von dem Objekt stammende Licht empfängt, 35

und das Abtastfenster (S) an der Seitenfläche des abgeflachten Abschnittes angeordnet ist. 40

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

45

50

55

60

65

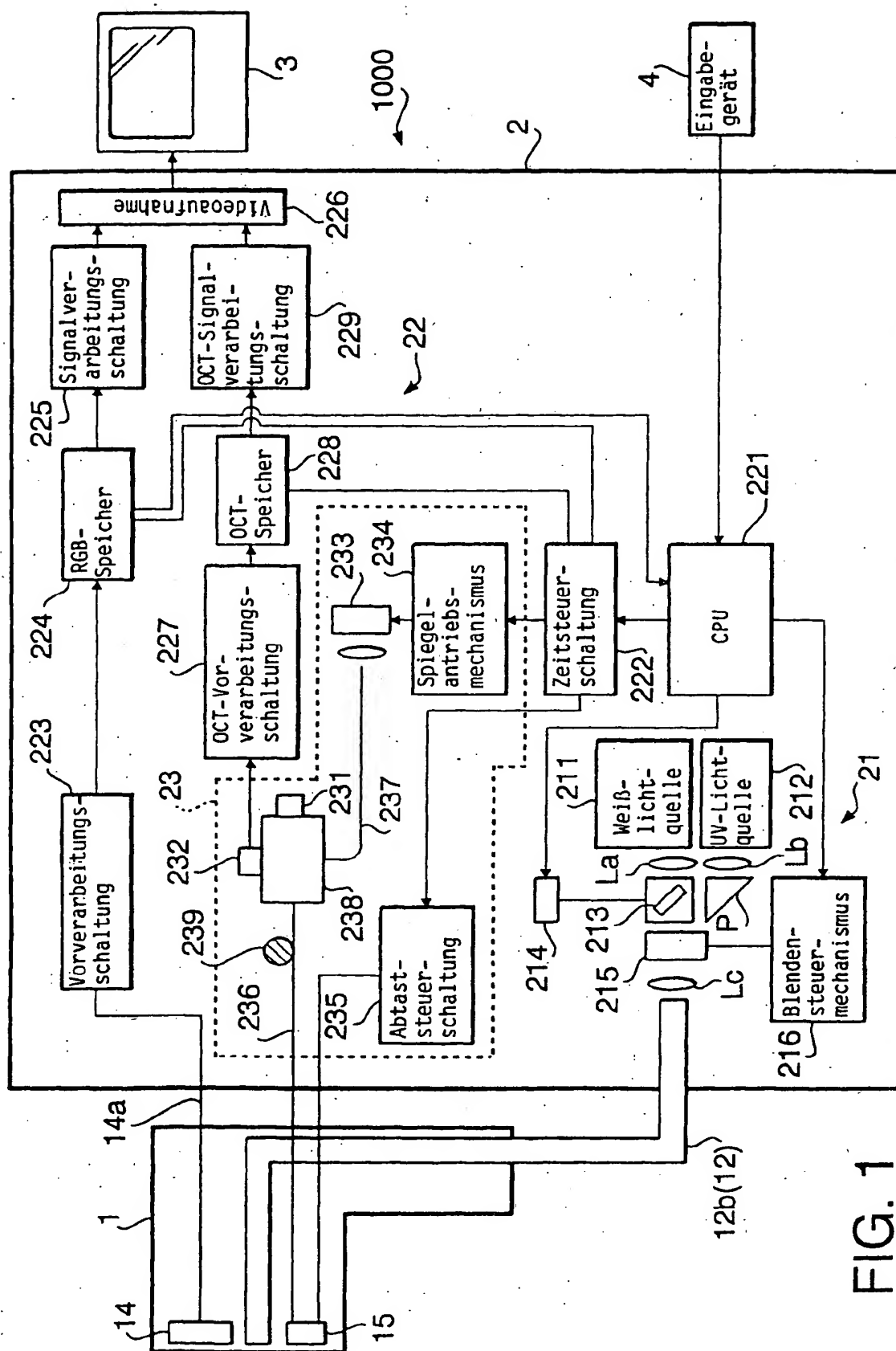


Fig. 1

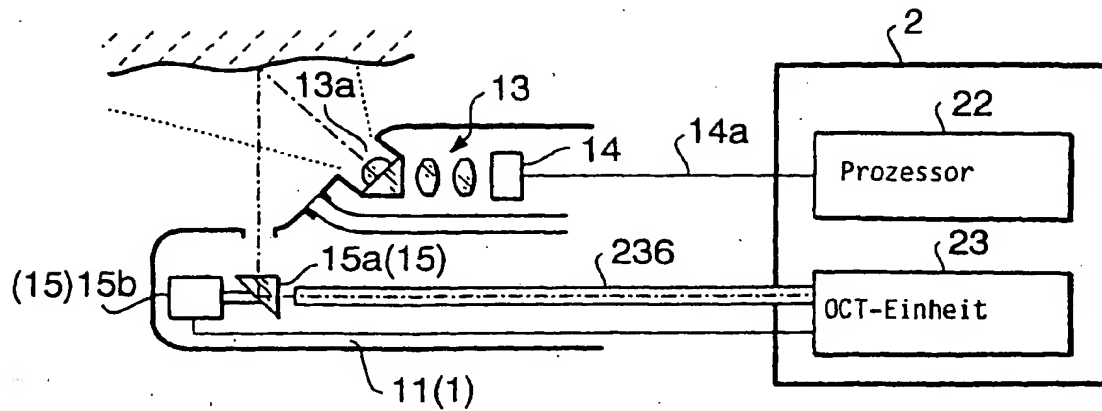


FIG. 2

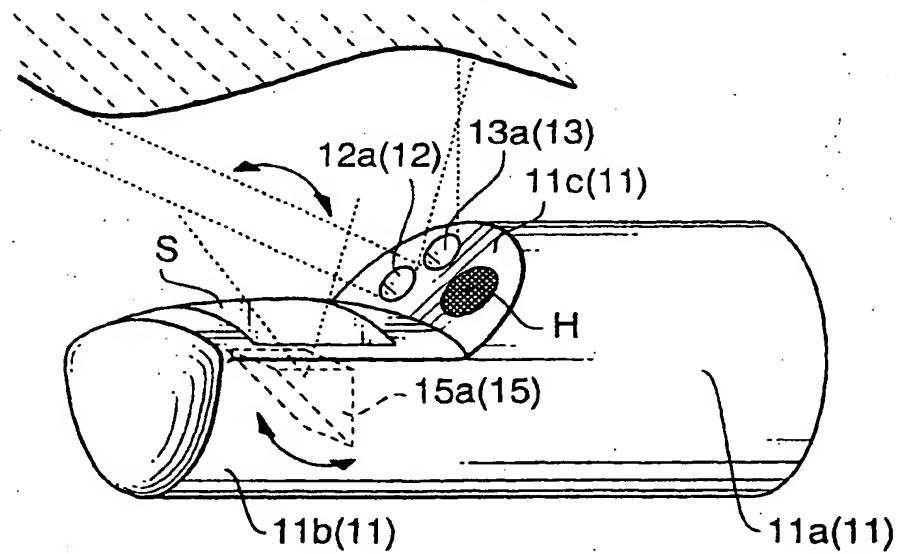
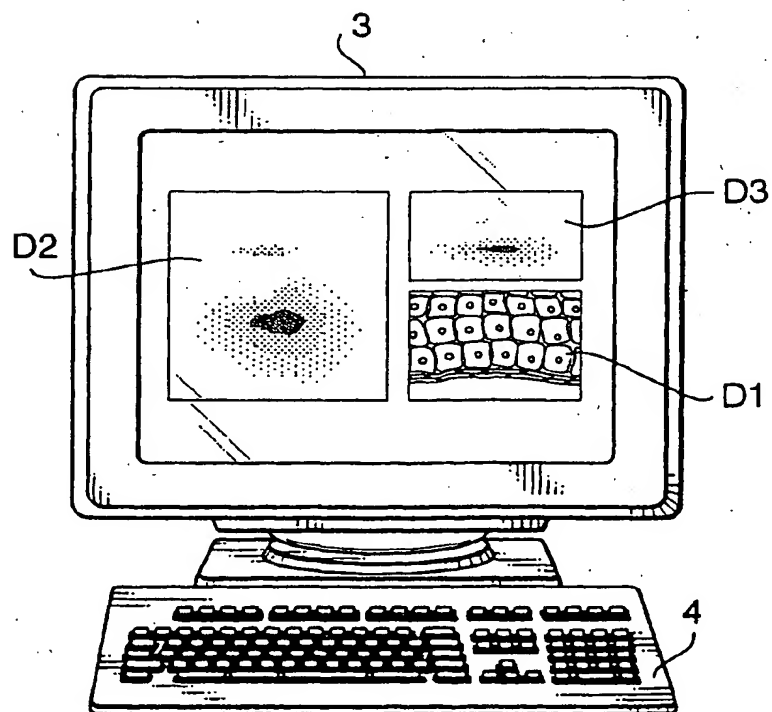
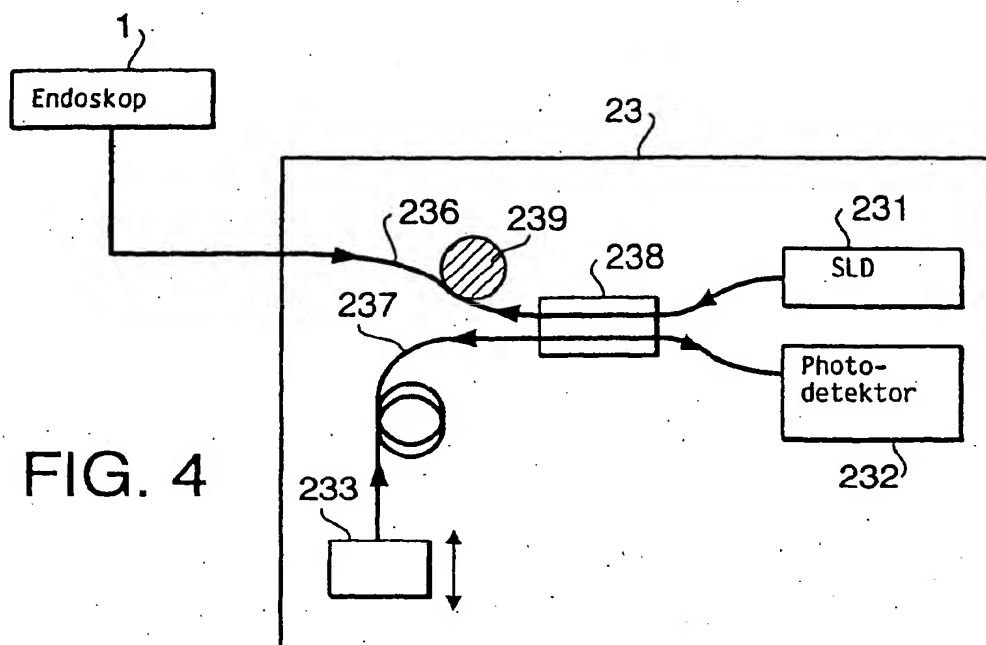


FIG. 3



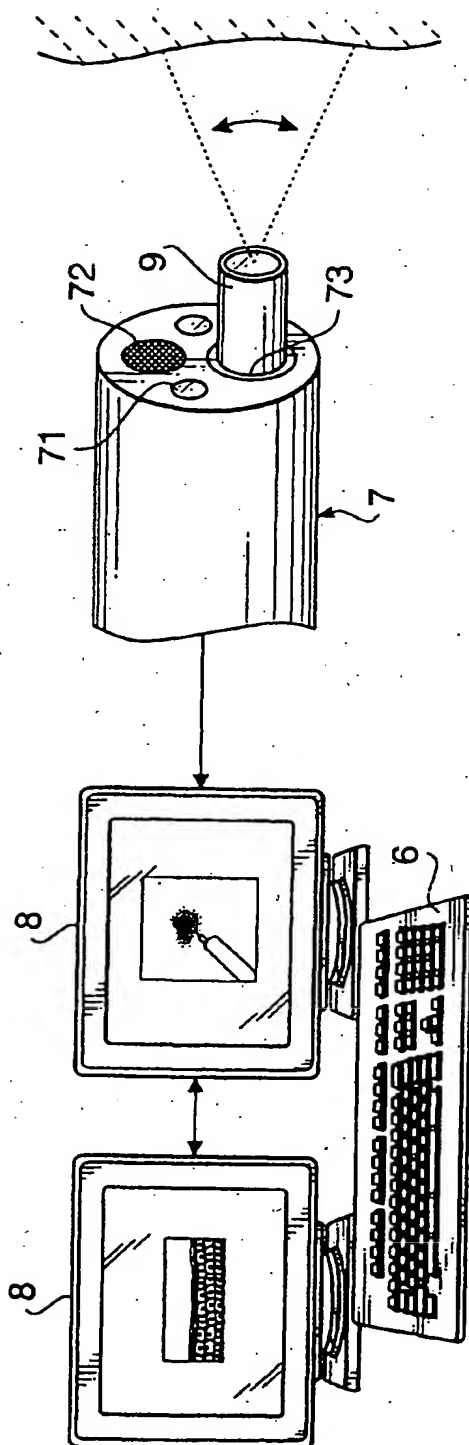


FIG. 6
STAND DER TECHNIK